



**University of
Zurich**^{UZH}

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
University Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 1996

**Vorverstärker mit optischer Signalübertragung und optischer
Leistungsversorgung für hochqualitative Elektrokardiogramme während
Magnetresonanz-(MR)-Untersuchungen**

Scheidegger, M B ; et al

DOI: <https://doi.org/10.1515/bmte.1996.41.s1.286>

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-154605>

Journal Article

Published Version

Originally published at:

Scheidegger, M B; et al (1996). Vorverstärker mit optischer Signalübertragung und optischer Leistungsversorgung für hochqualitative Elektrokardiogramme während Magnetresonanz-(MR)-Untersuchungen. Biomedizinische Technik. Biomedical engineering, 41(s1):286-287.

DOI: <https://doi.org/10.1515/bmte.1996.41.s1.286>

Vorverstärker mit optischer Signalübertragung und optischer Leistungsversorgung für hochqualitative Elektrokardiogramme während Magnetresonanz-(MR)-Untersuchungen

M.B. Scheidegger, M. Stuber, B. Stüssi, S. Fischer, P. Boesiger

Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik, Universität und ETH Zürich, Schweiz

THEMA

Für eine artefaktfreie Akquisition von Elektrokardiogramm-Signalen (EKG) während Magnetresonanz-Untersuchungen, welche zur Triggerung der Messungen und eventuell als Patientenmonitoring dienen, wurde ein EKG-System mit optischer Signalübermittlung und optischer Leistungsversorgung entwickelt.

EINLEITUNG

Eine grosse und tendenziell steigende Anzahl an MR-Sequenzen basiert auf einer Synchronisation der Akquisition mit dem EKG. Das EKG-Signal, das während einer MR-Untersuchung aufgenommen wird, ist allerdings häufig durch das stationäre und durch hochfrequente (RF) Magnetfelder und durch schnell geschaltete Gradientenfelder stark gestört. All diese Effekte machen eine zuverlässige Detektion der R-Zacke im EKG oft sehr schwierig. Um gradienteninduzierte Verzerrungen zu minimieren, müssen die Elektroden einerseits nahe dem Isozentrum des Magneten platziert werden und andererseits muss die Fläche, welche zwischen Elektroden und den Ableitungsdrähten aufgespannt wird, möglichst klein sein.

Aus diesen Anforderungen folgt, dass ein EKG-Vorverstärker möglichst nahe bei den EKG-Elektroden platziert werden sollte. Da der elektrische Schaltkreis für den Vorverstärker aber eine Stromversorgung benötigt, werden häufig dafür Batterien eingesetzt. Batterien enthalten leider aber zumeist ferromagnetische Materialien, welche grosse Bildartefakte verursachen, und können deshalb nicht nahe der Bildebene platziert werden. Eine vorgängig publizierte Lösung [1,2] beinhaltete eine optische Übertragung des EKG-Signals vom Vorverstärker beim Patienten aus dem Magneten heraus, hatte aber noch eine Batterie beim EKG-Vorverstärker.

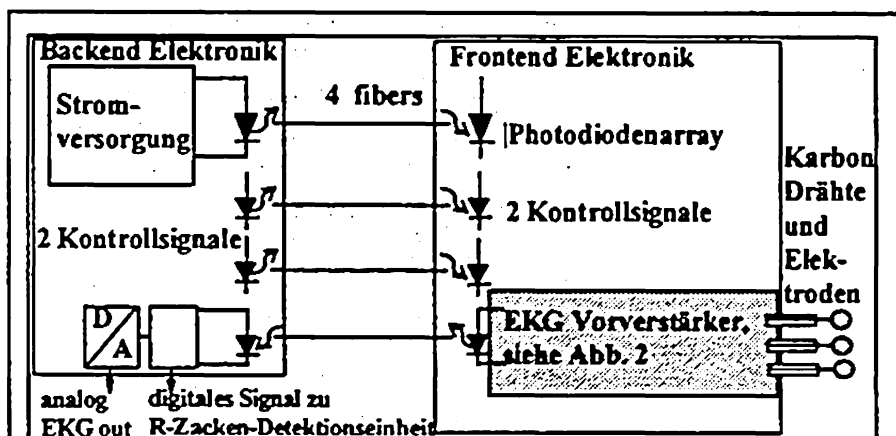


Abbildung 1: Blockdiagramm des Gesamtsystems mit Frontend- und Backend-Einheit und der optischen Übertragung sämtlicher Signale.

Deshalb wurde ein batterieloses System entworfen, um die freie Kabellänge zwischen Hautelektroden und elektrischem Schaltkreis im Vorverstärker zu minimieren. Der EKG-Vorverstärker ist nahe oder sogar in der Abbildungsebene, nahe den Elektroden platziert. Er basiert auf einer optischen Leistungsversorgung, optisch übermittelten Kontrollsignalen und einer optischen Übermittlung des verstärkten und digitalisierten EKG-Signals mittels Glasfasern. Diese Lösung benötigt also keinerlei elektrische Verbindung und auch keine Batterie.

MATERIALIEN UND METHODEN

Optische Leistungsversorgung (siehe Abb. 1): Eine Laserdiode (SFH 487406, Siemens) erzeugt eine optische Ausgangsleistung von 30 mW und speist diese in eine 12 Meter lange multi-mode Glasfaser mit einem Kerndurchmesser von 200 Mikrometern.

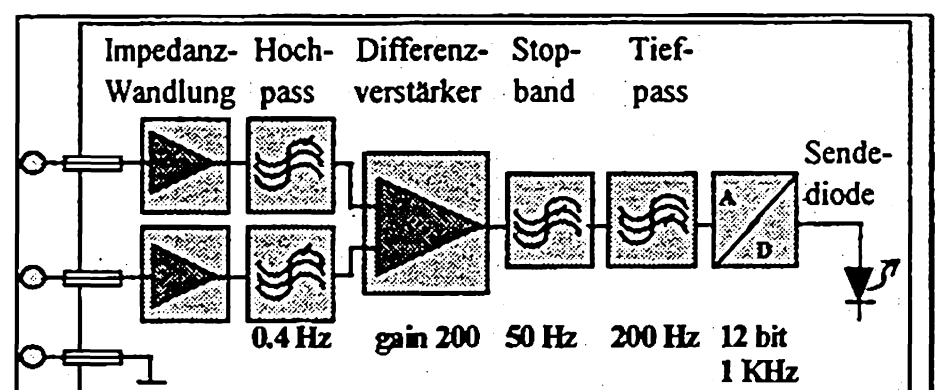


Abbildung 2: Blockschema des EKG-Vorverstärkers mit Analog-Digitalwandlung und optischer Signalübertragung.

Mit einem Photodiodenarray (SFH 2115, Siemens) wird empfängerseitig eine elektrische Leistung von ca. 3.5 mW erhalten für die Speisung des Vorverstärkers.

EKG-Elektroden und -Kabel: Kurze Karbonkabel (mittlere Länge ca 5 cm) und metallfreie Karbonelektroden (Carbocone M45, Lynn Medical Systems, USA) wurden benützt.

Frontend-Elektronik (der Teil des Systems im Magneten, wie z.B. EKG-Vorverstärker, optische Konverter, siehe Abbildungen 1 und 2): Mit extrem leistungsarmen Komponenten hat die gesamte Frontend-Elektronik einen Leistungsbedarf von 2.8 mW. Der Prototyp ist mit miniaturisierten SMD (surface mounted devices) aufgebaut und in eine RF-abgeschirmte Box von einer Kantenlänge von 1 x 3 x 9 cm und einem Gewicht von weniger als 50 Gramm eingeschlossen.

Die Signale von den Elektroden passieren zuerst einen Impedanzwandler und werden anschliessend hochpassgefiltert und gelangen zum Differenzverstärker. Darauf folgen ein Stopband-Filter mit der Mittenfrequenz von 50 Hertz und ein Tiefpassfilter. Die 12-bit breite Analog-Digitalwandlung erfolgt mit einer Abtastrate von 1 kHz

mit der "Successive approximation conversion" Technik (LTC1286, Linear Technology).

Das digitalisierte EKG-Signal wird anschliessend optisch über die Glasfaser übermittelt. Dazu dient eine extrem leistungsarme LED (HLMP-K155, Hewlett Packard) mit einem Leistungsbedarf von lediglich 100 μ W. Diese tiefe Leistung ist möglich durch die Benützung einer Glasfaser mit einem Kerndurchmesser von 0.6 mm.

Die Backend-Elektronik (siehe Abb. 1) ist als PC-Einschubkarte aufgebaut. Eine Funktion des Backends ist die Generierung von Kontrollsignalen für den digitalen Teil der Frontend-Elektronik und die anschliessende Uebermittlung dieser über Glasfaser (Chip select, Clock).

Das Konzept mit externen Kontrollsignalen hat die folgenden Vorteile: Es wird kein hochfrequenter Quarzkristall als Frequenzreferenz benötigt, welcher zusätzlich beim Frontend Störungen bei der Messung der MR-Signale verursachen könnte. Zusätzlich ist damit das System expandierbar; mehrere Frontend-Einheiten können völlig synchron miteinander benützt werden, womit das EKG-Signal synchron genau zu gleichen Zeitpunkten in mehreren Kanälen abgetastet werden kann.

Das optisch übermittelte EKG-Signal wird im Backend in ein elektrisches Signal zurückgewandelt und wird als digitales seriell Signal zur R-Zacken-Detektion und EKG-Triggerung dem Scanner zugeführt. Das EKG-Signal wird überdies wieder in ein analoges Signal gewandelt, damit es auf einem Oszilloskop jederzeit überwacht werden kann.

ERGEBNISSE

Ein Prototyp wurde mit SMD-Bausteinen aufgebaut. Tests wurden mit Probanden auf einem Philips Gyroscan ACS/NT Ganzkörper-MR-Gerät mit einer Feldstärke von 1.5 Tesla durchgeführt.

Die Abbildung 3 zeigt das abgeleitete EKG-Signal eines freiwilligen Probanden während dem Zeitintervall von 4 aufeinanderfolgenden Herzschlägen. Die obere Linie repräsentiert das EKG, so wie es während einer MR-Untersuchung aus dem Magneten heraus gewonnen wurde. Die untere Linie in Abbildung 3 ist zur besseren Lesbarkeit leicht links verschoben worden. Sie repräsentiert das EKG-Signal, gewonnen an der gleichen Person, unmittelbar anschliessend an die MR-Untersuchung, jedoch akquiriert ausserhalb des Magneten, so wie es mit der präsentierten Hardware aufgenommen wurde.

DISKUSSION

Das Konzept und der Prototyp mit der batterielosen EKG-Elektronik in einer abgeschirmten miniaturisierten Box nahe den Elektroden minimiert die Länge der Karbondrähte an den Elektroden. Die Abtastrate von 1 kHz mit einer Dynamik von 12 bit ermöglichen ein hochqualitatives EKG-Signal. Da die Kontrollsignale extern generiert und über Glasfaser zur Frontend-Elektronik übermittelt werden, ist die Frontend-Einheit echt kaskadierbar. Das heisst, mehrere der vorgestellten EKG-Verstärker-Einheiten mit je 3 Elektroden können simultan betrieben werden. Mit mehr als 3 EKG-Elektroden wird es möglich, nicht nur eine Projektion, sondern eine dreidimensionale Vektor-Repräsentation des EKG-Signals aus den einzelnen Signalen abzuleiten. Störungen und Verzerrungen des EKG-Signals, beispielsweise durch schnell geschaltete Gradientenfelder folgen aber nicht dem rotierenden EKG-Vektor. Deshalb besteht die Hoffnung, dass diese Störungen mit geeigneten Algorithmen aus einer Vektor-

Darstellung im EKG-Signal eliminiert oder mindestens minimiert werden könnten.

Eine Prozedur mit multiplen EKG-Elektroden hilft auch, die R-Zacke in Patienten mit abnormaler elektrischer Herzachse oder mit Erregungsausbreitungsstörungen zuverlässiger detektieren zu können. Mit einem modellbasierten Ansatz könnte der Einfluss des statischen Magnetfeldes auf das Elektrokardiogramm reduziert werden. Als Demonstration dieses Effektes betrachte man die Abb. 3, obere Linie: Die R-Zacken sind praktisch identisch zu denjenigen, welche ausserhalb des Magneten

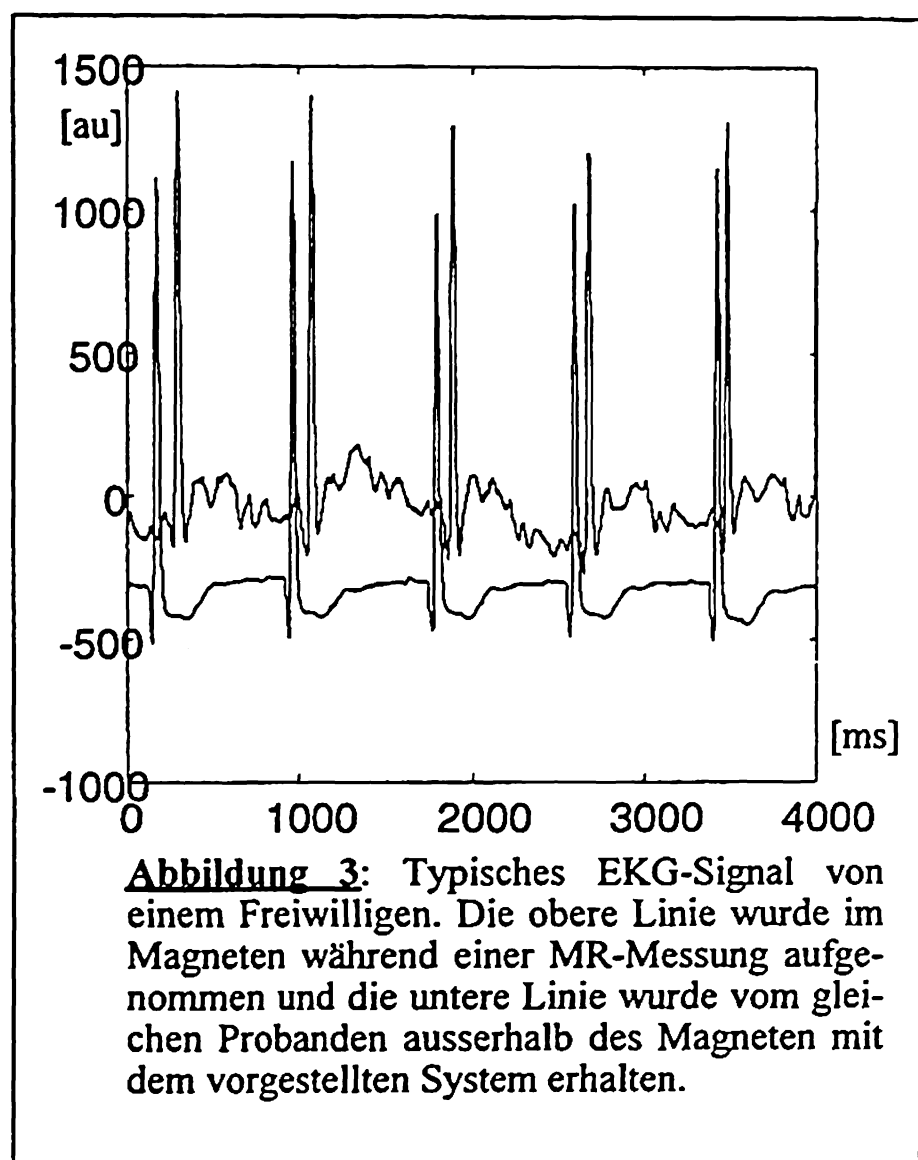


Abbildung 3: Typisches EKG-Signal von einem Freiwilligen. Die obere Linie wurde im Magneten während einer MR-Messung aufgenommen und die untere Linie wurde vom gleichen Probanden ausserhalb des Magneten mit dem vorgestellten System erhalten.

gewonnen wurden. Das EKG-Signal zwischen den aufeinanderfolgenden QRS-Komplexen variiert aber stärker, vor allem ist dieser Effekt im Intervall S-T sehr stark ausgeprägt.

Ausgedehntere Untersuchungen an Patienten mit abnormem EKG sind noch notwendig und noch durchzuführen. Die Möglichkeit einer Kaskadierung der Akquisition eines zuverlässigen und qualitativ guten EKG-Signals liefert aber nicht nur eine zuverlässigere R-Zacken-Detektion zur Triggerung der Messung. Darüber hinaus könnte es auch zum Teil von diagnostischem Wert werden. Dies wäre bei der MR-Untersuchung von instabilen Herzkpatienten oder während Stress-Untersuchungen im MR-scanner von vitaler Bedeutung.

LITERATUR

- [1] J. Felblinger, C. Lehmann, C. Boesch: Magn. Reson. Med., 32:523-529 (1994)
- [2] J. Felblinger, et.al. Radiology, 197:311-313 (1995)